

Zahnärztliches Institut der Universität Zürich

Aus der Kronen- und Brückenabteilung

Vorstand: Prof. Dr. med. dent. E. Dolder

Die Haftintensität von selbsthärtenden Kunststoffen am Zahnbein

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde der
Medizinischen Fakultät der Universität Zürich

vorgelegt von

HANS MEISTER

von Winterthur

Genehmigt auf Antrag von Prof. Dr. E. Dolder

Zürich 1953

Buchdruckerei Fluntern, Plattenstrasse 27

Zahnärztliches Institut der Universität Zürich

Aus der Kronen- und Brückenabteilung
Vorstand: Prof. Dr. med. dent. E. Dolder

Die Haftintensität von selbsthärtenden Kunststoffen am Zahnbein

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde der
Medizinischen Fakultät der Universität Zürich

vorgelegt von

HANS MEISTER

von Winterthur

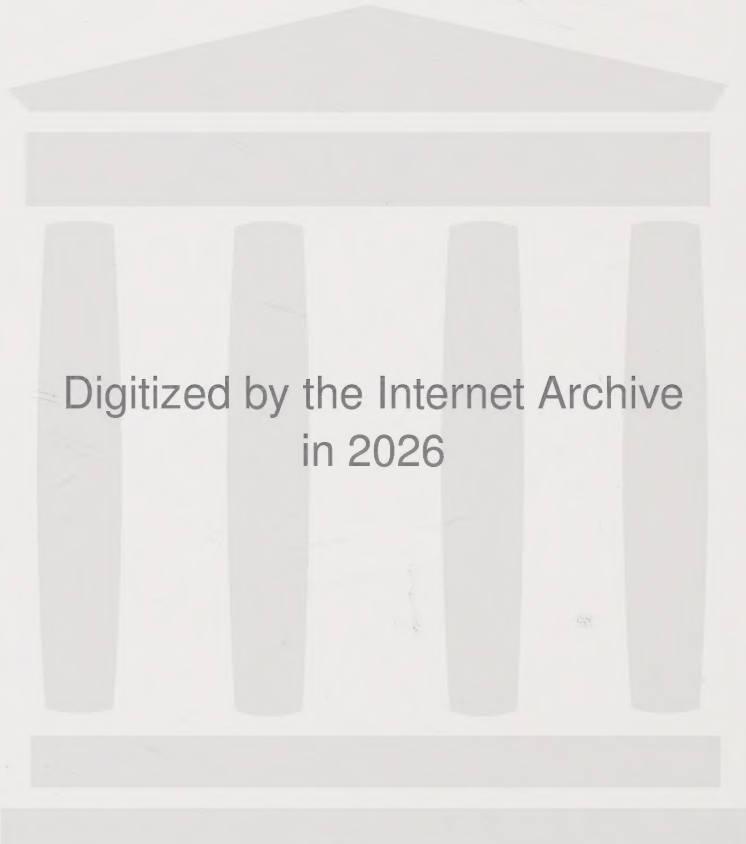
Genehmigt auf Antrag von Prof. Dr. E. Dolder

Zürich 1953

Buchdruckerei Fluntern, Plattenstrasse 27



MEINEN LIEBEN ELTERN



Digitized by the Internet Archive
in 2026

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. Einleitung	7
1. Problemstellung	7
2. Die Haftfähigkeit	7
II. Methode	8
1. Haftfläche	8
2. Prüfkörper	10
3. Versuchsanordnung	12
a) bisherige Methode	12
b) eigene Methode	14
III. Resultate	16
1. Zusammenstellung der Resultate	16
2. Die verschiedenen Versuchsreihen	18
a) trockenes Dentin, Proben bis zum Abriss- Versuch an der Luft aufbewahrt	18
b) trockenes Dentin, Proben bis zum Abriss- Versuch in Wasser aufbewahrt	19
c) Zähne frisch extrahiert, Proben bis zum Abriss-Versuch an der Luft aufbewahrt	20
d) Zähne frisch extrahiert, Proben bis zum Abriss-Versuch in Wasser aufbewahrt	20
3. Der Einfluss von Feuchtigkeit	21
4. Parallelabzug	25
IV. Auswertung	25
1. Die Versuchsergebnisse	25
2. Die guten klinischen Erfolge	26
3. Auswertung der Versuche	27
4. Schlussfolgerungen	28
Literaturverzeichnis	30

I. EINLEITUNG

1. Problemstellung

Die vorliegende Arbeit hat den Zweck, die Haftintensität des schnellhärtenden Kunststoffes am Dentin zu untersuchen. Im Hinblick auf den guten Randschluss einer Füllung so wie auch auf die Kavitätenpräparation ist die Haftintensität von ausschlaggebender Bedeutung. Wir wissen, dass die schnellhärtenden Kunststoffe bei der Polymerisation eine beachtliche Schrumpfung erleiden. Bei genügender Haftfähigkeit sollte das Material aber am Dentin haften, und die Schrumpfung des Kunststoffes sollte sich nur auf der freien Oberfläche der Füllung auswirken, wo sie durch Ueberschussbildung und Druckanwendung kompensiert werden könnte.

2. Die Haftfähigkeit

Es bestehen verschiedene Ansichten über das Zustandekommen der Haftfähigkeit der schnellhärtenden Kunststoffe am Dentin. Für den gleichen Begriff werden verschiedene Ausdrücke gebraucht wie Haftfähigkeit, Haftintensität, Klebkraft und Adhäsion. Es ist weniger wichtig, wie schlussendlich diese Eigenschaft bezeichnet wird, als dass man sich Klarheit darüber schafft, durch welche physikalische Vorgänge sie zustandekommt. Hier sind nun im wesentlichen 3 Theorien zu berücksichtigen:

Vorherrschend ist die Auffassung einer mechanischen Verankerung. Die Rauigkeit der freien Dentinoberfläche mit ihren angeschnittenen Dentinkanälchen erlaubt eine *mechanische Verzahnung* mit dem in plastischem Zustande eingefüllten Kunststoff. Es ist aber nicht anzunehmen, dass der plastische Kunststoff in die angeschnittenen Dentinkanälchen eindringt, wofür das Missverhältnis von Perlgrösse des Kunststoffs und Durchmesser der Dentinkanälchen spricht. Allerdings bleibt die Frage offen, ob nicht geringe Mengen freies Monomer in die Dentinkanälchen dringen können.

Sicher ist auch *die Adhäsion* im streng physikalischen Sinne als Anziehung der Oberflächenmoleküle bei genügender Annäherung beim Zustandekommen der Haftfähigkeit mitbeteiligt, doch ist sie wahrscheinlich sehr klein, dass sie gegenüber der mechanischen Verzahnung stark zurücktritt.

Von einzelnen Fabrikanten wurde ein besonderer *Zwischenstoff* entwickelt, der eine festere Verbindung zwischen den Kristallgittern des Apatits im Dentin und dem Meth-Akrylat der Füllung herstellen soll, ähnlich der von *Idolsky* untersuchten Zwischenkörperbildung beim Phosphatzement, zustandekommend durch die Reaktion der Phosphorsäure mit dem Dentin.

Sicher können diese Ueberlegungen gewisse Anhaltspunkte geben, in welcher Richtung gesucht werden soll, um in Zukunft die Haftfähigkeit dieser schnellhärtenden Kunststoffe noch zu verbessern. Es kann jedoch nicht der Zweck dieser Arbeit sein, näher auf die Frage reiner Adhäsion oder mehr mechanischer Verzahnung einzutreten, sondern es soll einfach die Grösse der Haftfähigkeit verschiedener selbsthärtender Kunststoffe an Dentin untersucht werden, und wieweit diese Eigenschaft durch wechselnde Versuchsbedingungen beeinflusst wird.

II. METHODE

In unseren Versuchen sind zwei Elemente von ausschlaggebender Bedeutung: Haftfläche und Prüfkörper (Kunststoff).

1. Haftfläche

Da die Haftfähigkeit der schnellhärtenden Kunststoffe am Dentin im Hinblick auf deren Verwendbarkeit als Füllungsmaterial interessiert, kann als zu untersuchende Haftfläche nur Dentin in Frage kommen. Wichtig ist, möglichst physiologische Bedingungen zu finden, da diese Versuche nicht im Munde durchgeführt werden können. Als Versuchsmaterial dienten zur Hauptsache jugendliche Molaren und Prämolaren, die aus orthodontischen Gründen in den Schulzahnkliniken der Stadt Zürich extrahiert wurden.

Diese frisch extrahierten, meist kariesfreien Zähne wurden unter ständiger Wasserkühlung immer mit den gleichen Schleifmitteln an ihrer Kaufläche plan geschliffen, wobei darauf geachtet wurde, die Pulpa nicht anzuritzen. Verwendet wurden Carborundumsteine mit Korn 150, Härte M, Form A₁ und Rez. 9617/4 der schweizerischen Schmirgelscheibenfabrik A.-G. Winterthur. Der Schmelzmantel wurde vom Dentin abgelöst; *Stüben und Lockowandt* konnten in ähnlichen Versuchen keine wesentlichen Unterschiede in der Haftintensität der selbstpolymerisierenden Kunststoffe auf Dentin und auf Schmelz feststellen. Sämtliche Versuchszähne wurden zuletzt noch mit Schleifpapier Marke Wellington, Korngrösse 1½ der Firma John Oakey & Sons Limited, London, beschliffen. Damit wurde der Forderung von *Stüben und Lockowandt* entsprochen, wonach die Haftfläche keine zu starken Unebenheiten aufweisen darf, da sonst der Abriss ins Innere des Prüfkörpers verlegt und dann bestenfalls nur die Zerreisfestigkeit des Kunststoffs bestimmt wird. Die so bearbeiteten Zähne wurden mit Alkohol gereinigt und unter Warmluft getrocknet.

Nachstehende Abbildung 1 zeigt im Aufsichtsbild unter sechsfacher Vergrößerung die plangeschliffene Dentinfläche eines Molaren. Das Dentin ist noch von dem kompakten Schmelzmantel umgeben, der für die Versuche abgelöst wird. Die hellen, schräg über das Dentin verlaufenden Linien sind Schleifspuren. Es kommt auf diesem Bilde zum Ausdruck, dass die Dentinfläche nicht auf Hochglanz poliert wurde, sondern das feinste Schleifmittel — natürlich immer von gleicher Korngrösse — entsprach ungefähr dem Material, das im Munde bei der Präparation eines Kronenstumpfes Verwendung findet.

Da es nicht immer möglich war, die Zähne sofort nach der Extraktion zu verarbeiten, wurden sie teilweise wenige Tage in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt. Einige abklärende Versuche ergaben jedoch keine wesentlichen Unterschiede in der Haftung der selbsthärtenden Kunststoffe auf den so aufbewahrten Zähnen und auf denjenigen, die sofort nach der Extraktion beschliffen und mit den Kunststoffproben beschickt wurden. C. H. Fischer bewahrte die Versuchszähne bis zur Präparation in einer feuchten Kammer auf. Auch diese Aufbewahrungsart wurde untersucht; sie ergab keine Änderung der Haftfähigkeit gegenüber der Aufbewah-

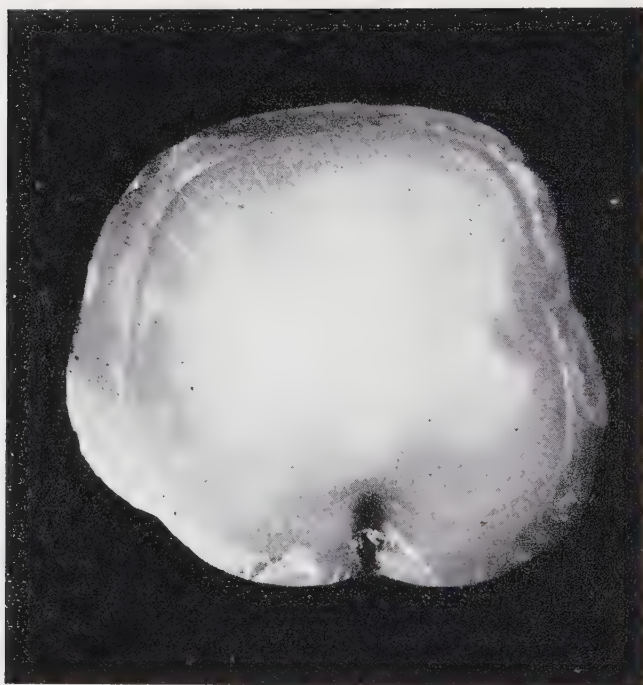


Abb. 1: Plangeschliffene Kaufläche eines Molaren im Masstab 6 : 1

rung in physiologischer Kochsalzlösung. Einzig die Aufbewahrung in einer Formalinlösung führte zu schlechteren Resultaten, worauf schon *Castagnola* hingewiesen hat.

Die Grösse der Haftfläche wurde in allen Versuchen gleich gross gestaltet. Sie war kreisrund, Durchmesser 0,56 cm. Die Fläche misst entsprechend der Formel $F = \frac{1}{4} \pi D^2 = 0,246 \text{ cm}^2$.

2. Prüfkörper

Untersucht wurden 5 bekannte, im Handel erhältliche Produkte von selbsthärtenden Kunststoffen:

Kunststoff

Dentafil + Trepal Ester
Hesacryl «mit dem Stern»

Hersteller

Dental Fillings Limited, London
Chemische Fabrik Schönenwerd
(Schweiz)

Kadon
Palavit F

Caulk Co. Milford, USA
Kulzer & Co. Friedrichsdorf
(Deutschland)
Gebr. De Trey AG. Zürich
(Schweiz)

Sevriton + Adhäsivlack

Bei der Verarbeitung wurden die den verschiedenen Produkten beigelegten Gebrauchsanweisungen genau befolgt. Wir verzichteten absichtlich darauf, Monomer und Polymer vor dem Anmischen jeweils abzuwägen, denn uns interessierte vor allem, ob diese Kunststoffe unter den praktischen Bedingungen, die dem Zahnarzt zur Verfügung stehen, am Dentin haften, und nicht, ob durch ideale Laboratoriumsbedingungen eventuell besondere Resultate erreicht werden könnten. Abgesehen davon dürften sich nach *Dolder* kleinere Unterschiede im Mischungsverhältnis von Monomer und Polymer kaum auf die Haftfähigkeit am Dentin auswirken. *Stüben und Lockowandt* mischten Dentafile in drei verschiedenen Konsistenzen, ohne einen wesentlichen Unterschied in der Klebkraft zu finden. *C. H. Fischer* machte die Beobachtung, dass lediglich zu dick angerührter Kunststoff schlechtere Resultate ergab, kleinere Unterschiede im Mischungsverhältnis waren in Hinsicht auf die Haftintensität bedeutungslos.

Palavit F und Hesacryl «mit dem Stern» wurden ohne Druck auf die Haftfläche gebracht, wie dies von den Herstellern als Vereinfachung des Arbeitsganges empfohlen wird. Bei den übrigen selbstpolymerisierenden Kunststoffen erfolgte die Polymerisation unter Fingerdruck. Je nach der herrschenden Temperatur und je nach dem Produkt war die Fixationszeit verschieden, im Minimum betrug sie 5 Minuten.

Bei Sevriton wurden sämtliche Versuche mit dem Adhäsivlack ausgeführt, der jeder Standardpackung beiliegt. «Dieser Adhäsivstoff enthält ein Divinyl-Monomer zur mehrdimensionalen Polymerisation gegenüber der Akrylatfüllung einerseits und eine polare katjontauschende Glycerin-Phosphorsäure-Gruppe andererseits zur Adhäsion an der Grenzfläche des Dentins» (cit. *Dolder*).

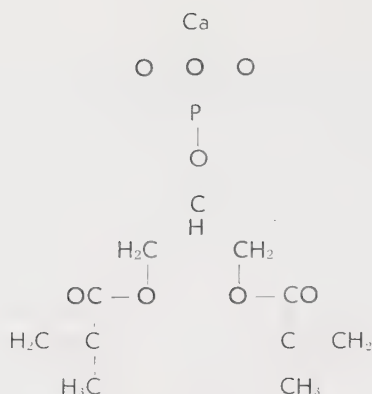


Abb. 2: Adhäsivflüssigkeit von Sevriton

Beim Dentafil wurden immer gleiche Mengen Dentafil-Flüssigkeit und Trepal-Ester zusammengebracht. Nach dem Prospekt der Herstellerfirma soll diese Beimischung des Trepal-Esters die Erhärtung beschleunigen, die Mundbeständigkeit und Klebkraft erhöhen und zwar dadurch, dass Trepal-Ester eine intensivere Querverkettung des Polymers bedinge.

Konsistenz und Anrührdauer war bei ein und demselben Präparat immer die gleiche, doch variierte sie natürlich zwischen den verschiedenen Produkten entsprechend den Angaben ihrer Hersteller.

Die Prüfkörper wurden absichtlich klein gewählt. Die Quantität der Proben soll dem wirklich benötigten Material zur Füllung einer Kavität möglichst entsprechen, weil manche Eigenschaften der Kunststoffe durch das Volumen mitbedingt sind und sich mit ihm entsprechend ändern. (C. H. Fischer, Wannenmacher)

3. Versuchsanordnung

a) Bisherige Methoden

Die Haftintensität eines Füllungsmaterials interessierte schon bei den früheren Werkstoffen vor der Einführung der schnellhärten- den Kunststoffe in der Zahnheilkunde. Wegweisend für diese Ver- suche war das Bestreben nach einem einwandfreien Randschluss des plastisch in die Kavität gebrachten Füllungsmaterials mit der Zahn- hartschubstanz. Die Untersuchungsmethoden gleichen sich deshalb in ihrem Grundgedanken alle. Im allgemeinen wird das zu untersu-

chende Präparat auf eine Unterlage aufgepresst und nach der Erhärtung einer langsam ansteigenden Zugwirkung unterworfen.

Proell, der 1913 die Klebkraft von Phosphat- und Silikatzement am Dentin untersuchen wollte, sistierte diese Versuche infolge ungenauer Resultate, um schlussendlich noch die Haftintensität dieser Produkte an Glas zu bestimmen. Seine Versuchsanordnung war folgende: In eine dem Glase eingeschliffene Delle brachte er die zu prüfende Masse in plastischem Zustand, nach dem Erhärten hängte er an ein eingebettetes Messinghäkchen Gewichte an, bis die Masse von ihrer Haftfläche abbriss.

Hensel erwähnt 1922 eine einfache Apparatur zur Messung der Adhäsionskraft von Silikatzement an Elfenbein, obschon er dieser Prüfung keinen grossen Wert beimessen konnte, da nach seiner Ansicht die Klebkraft der Silikatzemente unbedeutend sei. Auf eine Elfenbeinplatte drückt er eine kleine Menge Silikatzement auf, in den ein Metallhäkchen eingebracht wurde. Nach der Erhärtung dreht er die Platte um, die angehängten Gewichte ergeben ein Mass für die Klebkraft.

Jacobsen misst 1926 die Haftfestigkeit von Zement an Messing, er verwendet dazu eine einfache Hebelapparatur, die Kraft misst er ebenfalls mittels angehängten Gewichten (Schrotkörner).

Weikart empfiehlt die Messung der Haftintensität von Zementen an Schmirgelleinen. *Hattemer und Kübel* verwerfen aber diese Messungen an Schmirgelleinen, sie fordern dagegen Messungen am Dentin, wobei sie zugleich genaue Angaben über die Präparation dieses Dentins geben. Dabei soll das Beschleifen mit trockenen und flüssigen Schleifmitteln das Ergebnis durch Aenderung der Porosität des Dentins fälschen. Auch *Drum* fordert Messungen am Dentin oder aber eine Abklärung der Frage, welche Beziehungen zwischen der Haftintensität von Zement an Schmirgelleinen und an Dentin, Metallen, Kunststoffen usw. bestehen.

Wir gehen mit *Weikart* einig, der die bisherigen Untersuchungsmethoden alle etwas problematisch findet, diesen Umstand jedoch nicht als stichhaltigen Grund gelten lässt, diese für Befestigungs- und Füllungsmaterialien nicht zu unterschätzende Eigenschaft einfach ad acta zu legen, sondern diese Problematik als wichtigen Grund anführt, um diese Untersuchungen zur Diskussion zu stellen. Unerlässlich scheinen uns vor allem genaue Angaben über Grösse und

Art der Versuchsfläche, sowie Zeitpunkt und Milieu der Versuche. Das Hauptproblem wird dabei immer die Schwierigkeit bleiben, die Versuchsbedingungen möglichst den Mundverhältnissen anzugleichen.

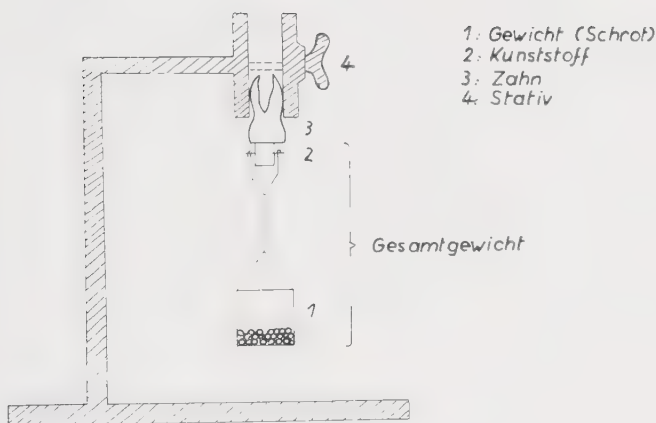
In neuerer Zeit wurde auch von mehreren Autoren die Haftfähigkeit der selbstpolymerisierenden Kunststoffe am Dentin untersucht. *Spreter von Kreudenstein* arbeitete mit der Apparatur von *Stüben und Lockowandt*. Die Vorrichtung besteht aus Haftfläche (Dentin) und Abreissteil (Kunststoff), die in einem Hohlzylinder beweglich sind. Zweck des Hohlzylinders ist, beide Teile so zu führen, dass die ziehende Kraft nur in der Achsenrichtung wirken kann. Sicher ist der genau senkrecht zur Haftfläche wirkende Zug der grosse Vorteil dieser Apparatur, aber trotzdem erscheint sie ziemlich kompliziert für diese einfachen Messungen. Abgesehen davon dürfte es schwierig sein, den Kunststoff in diesem Hohlzylinder unter Fingerdruck zu polymerisieren, ohne dass die Schraube, die die Zugvorrichtung mit dem Abreissteil verbindet, sich nicht störend bemerkbar macht.

C. H. Fischer, Ketterl und Kierse arbeiten mit ähnlichen, etwas modifizierten Methoden, wie sie schon bei Zement- und Silikatuntersuchungen angewendet worden sind. Ein Kunststoffblock wird auf eine plangeschliffene Dentinfläche aufpolymerisiert. Nach der Erhärtung wird eine einfache Zugvorrichtung am Kunststoff befestigt. *C. H. Fischer* bewerkstelligt das mit Hilfe einer Klemme, *Ketterl und Kierse* mittels eines Häkchens. Wichtig ist, dass in diesen Versuchen mit Dentin als Haftfläche gearbeitet wird und Angaben zu finden sind über Grösse der Versuchsfläche, Zeitspanne zwischen Polymerisation und Abriss-Versuch und über das Aufbewahrungsmilieu der präparierten Zähne.

b) Eigene Methode

Die Versuchsanordnung ist ähnlich derjenigen, wie sie von *Ketterl und Kierse* beschrieben wurde. In Abbildung 3 ist sie schematisch aufgezeichnet.

Auf die plangeschliffene und mittels Alkohol und Warmluft sorgfältig getrocknete Dentinfläche jugendlicher extrahierter Molaren und Prämolaren werden mittels eines Kupferringes (innerer Durchmesser 5,6 mm) die verschiedenen Kunststoffproben aufpolymerisiert. Durch den Kupferring wird vorher ein Stück Wipla-



SCHEMA DER VERSUCHSANORDNUNG

Abb. 3

Draht von 0,8 mm Durchmesser gezogen, an den später mit einem doppelendigen Haken die Abreissvorrichtung gehängt werden kann. Für den Abriss-Versuch wird der Versuchszahn mit einer Klemme gefasst und an einem Stativ in der Weise befestigt, dass die Dentinfläche mit der Kunststoffprobe nach unten schaut, wobei genau auf ihre horizontale Einstellung geachtet wird. Die Abreissvorrichtung besteht aus einem einfachen Kesselchen, in das stetig zunehmende Gewichte gegeben werden (Schrotkugeln), bis die Kunststoffprobe vom Dentin abreisst. Die Zunahme der Traktionskraft beträgt gleichmässig ca. 30 gr. pro Sekunde. Das Gesamtgewicht von Schrotkugeln, Kessel, Haken und Kunststoffprobe ergibt ein Mass für die Haftfähigkeit der Kunststoffe.

Der Vorteil dieser Methode liegt darin, dass immer die genau gleiche Fläche beschickt und das Material mit und ohne Druck auf das Dentin gebracht werden kann. Nicht zuletzt dürfte diese einfache Versuchsanordnung eine Gewähr dafür bieten, dass fehlerhafte Resultate bedingt durch unnötige Ueherkonstruktionen komplizierter Apparaturen auf ein Mindestmass beschränkt bleiben.

Neben dem senkrechten Abzug wurde von uns erstmals die Haftfähigkeit der Kunststoffe auf Dentin auch auf Parallelabzug

respektiv auf Schub geprüft. Wegweisend dafür war der grosse Unterschied, der sich zwischen den schlechten Resultaten bisheriger Arbeiten über ähnliche Untersuchungen und zwischen den klinischen Beobachtungen zeigt, die den Kunststoffen ein besseres Zeugnis ausstellen. So versuchten wir abzuklären, ob eine Richtungsänderung der Krafteinwirkung zu besseren Ergebnissen führe, ist der Kunststoff doch in einer präparierten Kavität von drei Seiten von Dentin umgeben und nicht nur von einer wie in diesen Versuchen. Auf weitere Ueberlegungen, die dieses Missverhältnis zwischen Laboratoriumsversuch und klinischem Bilde zu erklären suchen, möchten wir später noch zurückkommen.

Sämtliche Versuchskörper wurden eine halbe Stunde nach Anmischung des Kunststoffs in das Milieu gelegt, in dem die weiteren Versuche stattfanden. Untersucht wurde hauptsächlich die Einwirkung von Wasser auf die Haftfähigkeit, wobei in einigen Vorversuchen der Unterschied in der Einwirkung von Speichel und von Wasser abgeklärt wurde. In wenigen Vorversuchen deckten wir die noch unbedeckte Dentinoberfläche mit einem niedrigschmelzenden Artikulationswachs ab, allerdings ohne dadurch die Haftfähigkeit merklich zu verbessern. Des weitern untersuchten wir, wie sich die Haftintensität in den ersten Stunden und Tagen nach der Polymerisation ändert, also die Beziehung zwischen Haftintensität und Zeit.

III. RESULTATE

1. Zusammenstellung der Resultate

In Tabelle 1 sind sämtliche gefundenen Werte zusammengestellt. Jedes Resultat stellt den Mittelwert aus mindestens 3 Versuchen dar. War bei einzelnen Versuchsreihen die Streuung überdurchschnittlich gross, so wurden bis zu 12 Messungen ausgeführt.

Eine grundlegende Unterscheidung müssen wir treffen zwischen den Versuchen, bei denen als Haftfläche alte, gut ausgetrocknete Zähne dienten, die nach dem Beschleifen mehrere Tage offen an der Luft liegen blieben und erst dann mit den Kunststoffproben beschickt wurden, und zwischen denjenigen Versuchen, bei denen wir mit frisch extrahierten Molaren und Prämolaren arbeiteten, die wir

sofort nach dem Schleifprozess trockneten und mit unseren Kunststoffproben beschickten. War bei den alten Zähnen das Dentin eindeutig trocken, so berechtigen uns hingegen die gefundenen Werte zur Annahme, dass bei den frisch extrahierten Zähnen das Dentin noch einen wechselnden Prozentsatz Feuchtigkeit enthielt, trotz dem sorgfältigen Trocknungsprozess mit Alkohol und Warmluft. Gestützt wird diese Annahme auch durch die grössere Streuung der Resultate bei den Versuchen mit frisch extrahierten Zähnen.

Eindeutige Vergleiche zwischen den verschiedenen Fabrikaten dürfen wir eigentlich nur aus den Resultaten ziehen, die an alten, gut trockenen Zähnen gefunden wurden. Die Gewähr für eine annähernde Konstanz der Haftfläche ist hier eindeutig grösser als bei den frisch extrahierten Zähnen. Die Werte, die an letzteren gefunden wurden, möchten wir nicht als endgültig hinstellen, sondern sie eher als Anhaltspunkte dafür taxieren, von welcher Grössenordnung die Haftintensität der schnellhärtenden Kunststoffe am Zahn im Munde sein dürfte.

Tabelle 1: Haftfähigkeit selbsthärtender Kunststoffe an Dentin. Zugkraft in gr.cm²

	Zähne trocken, bis zum Abzug-Versuch an der Luft aufbewahrt						
	¹ / ₂ Std.	3 Std.	6 Std.	18 Std.	24 Std.	3 Tage	8 Tage
Sevriton		25400	37400	35700	35500	35300	35700
Palavit	8320	9460	9300	11530	21480	24640	24490
Hesacryl	22270	26290	25530	26700	31420	37400	51970
Dentafil	25500	44100	44900	58600	44000	44000	44600
Kadon		17900	14600	14700	19800	20100	21800
	Zähne trocken, bis zum Abzug-Versuch in Wasser aufbewahrt						
Sevriton		18310	12710	11740	11250	11080	9990
Palavit		1620	1340	1140	940	610	350
Hesacryl		4190	5770	1790	1730	1580	1250
Dentafil		16520	8990	1100	1020	970	810
Kadon		6740	1750	1140	890	610	570
	Zähne frisch extrahiert, bis zum Abzug-Versuch an der Luft aufbewahrt						
Sevriton			2680		1520		1200
Palavit			5100		4510		4140
Hesacryl	6210		5500		3860		850
Dentafil	9190		4450		3980		3670
Kadon			1460		390		280
	Zähne frisch extrahiert, bis zum Abzug-Versuch in Wasser aufbewahrt						
Sevriton		1020	1360	1580	1680	1750	2640
Palavit		1220	1220	1250	1180	1220	890
Hesacryl		2150	1890	1850	1680	550	450
Dentafil		750	710	690	670	490	450
Kadon		220	260	240	280	60	100

Die untersuchten 5 Fabrikate lassen sich jeweils innerhalb ein und derselben Versuchsbedingung vergleichen. Eine andere Betrachtungsart ist diejenige, wie stark jedes Präparat seine Haftintensität durch wechselnde Einflüsse ändert, hauptsächlich, wie gross der Verlust an Haftfähigkeit ist, den es durch Feuchtigkeit erleidet.

2. Die verschiedenen Versuchsreihen

a) *Trockenes Dentin, Proben bis zum Abriss-Versuch an der Luft aufbewahrt*

In nachstehender Abbildung 4 sind die ermittelten Werte zwecks besserer Uebersicht graphisch dargestellt. In der Ordinate ist die Kraft in kg/cm^2 aufgezeichnet, in der Abszisse die Zeit in Tagen.

Sämtliche Produkte zeigen eine Steigerung ihrer Haftfähigkeit am Dentin in den ersten 18 Stunden nach dem Anmischen. Nachher bleibt die Klebkraft entweder konstant oder steigt nur noch ganz wenig an. Den absolut höchsten Wert erreicht Dentafile + Trepal-Ester mit $58,6 \text{ kg/cm}^2$ nach 18 Stunden, allerdings verliert Dentafile später wieder etwas von dieser grossen Haftintensität, doch ist diese nach einer Woche mit 44 kg/cm^2 immer noch sehr gross. Nach 8 Tagen steht Hesacryl «mit dem Stern» an der Spitze aller untersuchten Präparate; seine Haftung am Dentin erreicht $51,97 \text{ kg/cm}^2$. Kadon weist die geringste Haftfähigkeit auf ($21,8 \text{ kg/cm}^2$), seine Werte liegen jedoch nur wenige Kilogramm unter denen von Palavit F. Sevriton bewegt sich mit $35,7 \text{ kg/cm}^2$ zwischen beiden Gruppen.

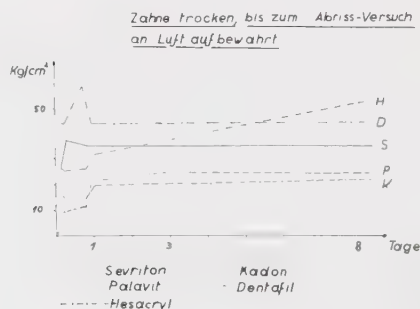


Abb. 4

b) Trockenes Dentin, Proben bis zum Abriss-Versuch in Wasser aufbewahrt

Das physiologische Milieu ist Speichel. Da jedoch rund 600 Versuche ausgeführt wurden, war es technisch nicht gut möglich, genügend menschlichen Speichel zu beschaffen, der infolge Ansäuerung durch den Kunststoff alle Tage hätte gewechselt werden müssen. So klärten wir in Vorversuchen ab, welche Beziehungen zwischen dem Milieu Speichel und dem Milieu Wasser bestehen in bezug auf die Haftfestigkeit eines selbstpolymerisierenden Kunststoffes am Dentin. Die entsprechenden Werte lauten für Palavit, 24 Stunden nach der Polymerisation:

Proben in Wasser aufbewahrt	940 gr/cm ²
Proben in Speichel aufbewahrt	915 gr/cm ²

Das Milieu Speichel bedingt also um 2,7% schlechtere Resultate als das Milieu Wasser. Da dieser Unterschied praktisch bedeutungslos ist, wurden alle weiteren Versuche in Wasser von Zimmertemperatur ausgeführt.

Die Haftintensität, die bei allen Präparaten nach 3 Stunden noch ein bis mehrere Kilogramm beträgt, fällt dann im Laufe der ersten Stunden und Tage nach der Polymerisation rasch ab, sie liegt bei Hesacryl und Dentafile nur noch knapp über einem Kilogramm, bei Palavit und Kadon sogar noch darunter. Die hohen Werte, die Sevriton hier selbst nach einer Woche noch erreicht, mahnen zum

Zähne trocken, bis zum Abriss-Versuch in Wasser aufbewahrt

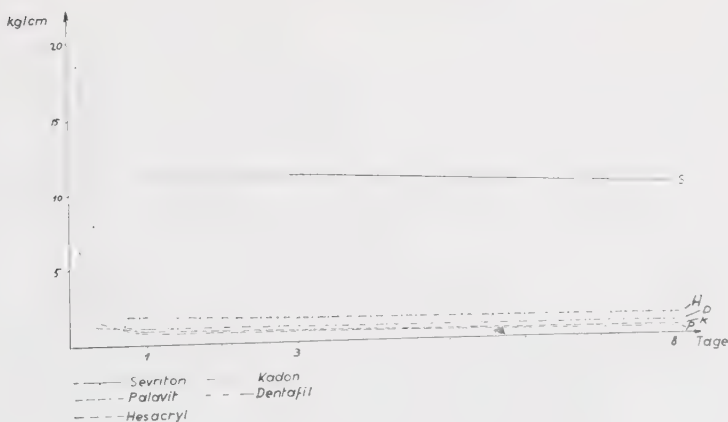


Abb. 5

Aufsehen; mit $9,99 \text{ kg/cm}^2$ beträgt seine Haftfähigkeit am Dentin das 8-fache von derjenigen des Hesacrils, des Kunststoffes mit den nächst höheren Werten. Sevriton verliert im Verlaufe einer Woche nur die Hälfte seiner Haftintensität, hingegen zum Beispiel Denta-fil 95%.

c) *Dentin frisch extrahierter Zähne, Proben bis zum Abriss-Versuch an der Luft aufbewahrt*

Diese Versuche zeigen, wie schon geringe, äusserlich nicht sichtbare Spuren von Feuchtigkeit grossen Einfluss auf die Haftfähigkeit dieser Kunststoffe gewinnen können.

Im Gegensatz zu den analogen Versuchen auf längere Zeit trockenem Dentin nimmt hier die Haftintensität in den ersten Tagen nach der Polymerisation nicht noch zu, sondern sie zeigt eine leichte Abnahme, wobei der Hauptverlust während der ersten 24 Stunden stattfindet. Die besten Werte erreicht Palavit mit $5,1 \text{ kg/cm}^2$ 6 Stunden nach der Polymerisation, es verliert im Verlaufe der ersten Woche $\frac{1}{3}$ dieses Betrages. Die Haftintensität der übrigen Materialien bewegt sich in gleichem Rahmen wie die von Palavit, wenn sie auch nicht ganz dessen Werte erreicht. Kadon mit nur 280 gr/cm^2 liegt allerdings deutlich an letzter Stelle.

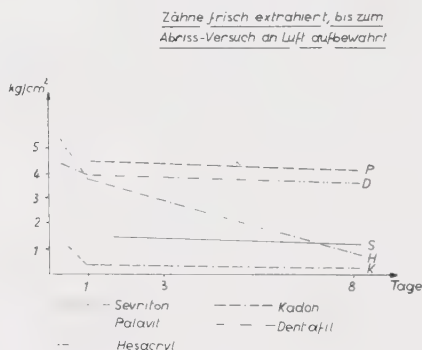


Abb. 6

d) *Dentin frisch extrahierter Zähne, Proben bis zum Abriss-Versuch in Wasser aufbewahrt*

Diese Versuche haben sicher die grösste praktische Bedeutung, entsprechen sie doch am ehesten den Mundverhältnissen. In dieser

Versuchsanordnung liegt die Haftfestigkeit der untersuchten Materialien zwischen 60 gr/cm^2 und 2640 gr/cm^2 , zwischen dem Wert, auf den Kadon schon nach 3 Tagen abgefallen ist, und demjenigen, den Sevriton nach einer Woche erreicht hat. Die Haftintensität aller Fabrikate wird in der ersten Woche nach der Polymerisation durch die Einwirkung des Wassers vermindert, einzig die des Sevritons verhält sich anders: Trotz der Feuchtigkeitseinwirkung steigt sie innerhalb einer Woche auf den $2\frac{1}{2}$ -fachen Wert an. Diese Haftintensität ist mit ihren $2,64 \text{ kg/cm}^2$ 26 mal grösser als die von Kadon, 6 mal grösser als die von Hesacryl und Dentafile und 3 mal grösser als diejenige von Palavit.

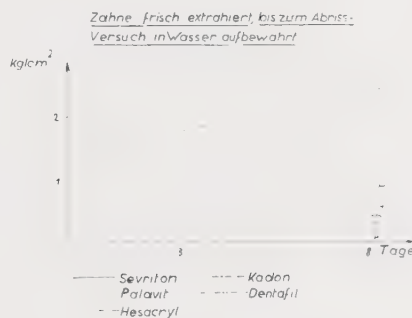


Abb. 7

3. Der Einfluss von Feuchtigkeit

In den Abbildungen 8—12 ist jedes Fabrikat gesondert aufgezeichnet, seine verschiedenen Haftintensitätswerte, bedingt durch die 4 verschiedenen Versuchsbedingungen, sind vergleichsweise jeweils in einem Diagramm zusammengestellt. Die Masstäbe der Abbildungen 8—12 sind unter sich verschieden, um die verschiedenen Werte überhaupt graphisch deutlich darstellen zu können.

Diese Kurven der 5 Kunststoffe sind wohl in ihren Werten untereinander leicht verschieden, gleichen sich aber jedoch in ihren Grundzügen. Jedes Präparat weist den grossen Unterschied auf zwischen seiner Haftfestigkeit am Dentin lange Zeit trockener Zähne, die schon vor dem Beschicken mit den Kunststoffproben einige Tage an der Luft liegen gelassen wurden, wobei wir die Kunststoffproben bis zum Abriss-Versuch erst noch im trockenen Raume auf-

bewahrten, und zwischen derjenigen Haftintensität, die unter dem Einfluss der Feuchtigkeit stand, sei es, dass die Proben ins Wasser gelegt wurden, sei es, dass die Dentinfläche wegen der kurzen Zeitspanne zwischen Extraktion und Versuch nicht vollkommen trocken war.

Unter dem Einfluss von Feuchtigkeit können die selbstpolymerisierenden Kunststoffe folgenden Prozentsatz ihrer Haftfähigkeit am Dentin verlieren:

Fabrikat	Zähne trocken Proben an der Luft aufbewahrt	Zähne fr. extr. Proben in Wasser aufbewahrt	Verlust der Haftfestigkeit in %
Sevriton	35700	2640	92,6
Palavit	24490	890	96,6
Hesacryl	51970	450	99,1
Dentafil	44600	450	99,0
Kadon	21800	100	99,5

Es ist wichtig, an dieser Stelle darauf hinzuweisen, dass bis heute kein selbsthärtender Kunststoff an einer sichtbar feuchten Fläche auch nur die geringste Haftfähigkeit zeigt. Kräfte von wenigen Gramm genügen schon, ihn von seiner Unterlage wegzureissen.

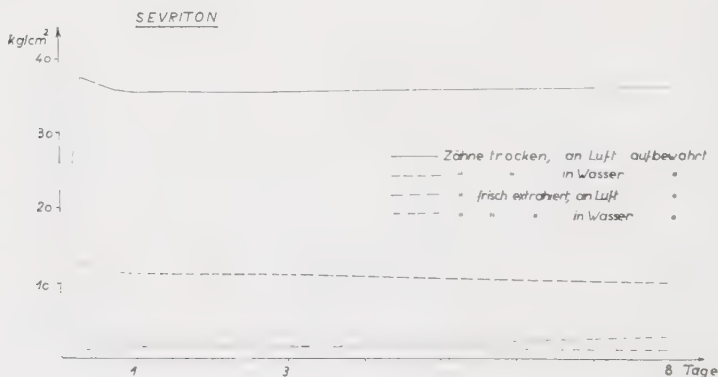


Abb. 8

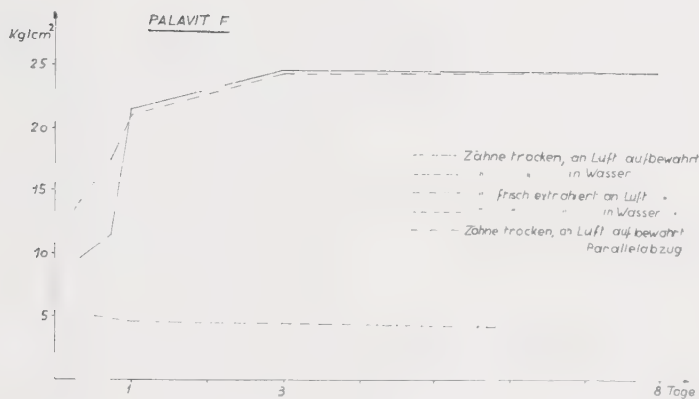


Abb. 9

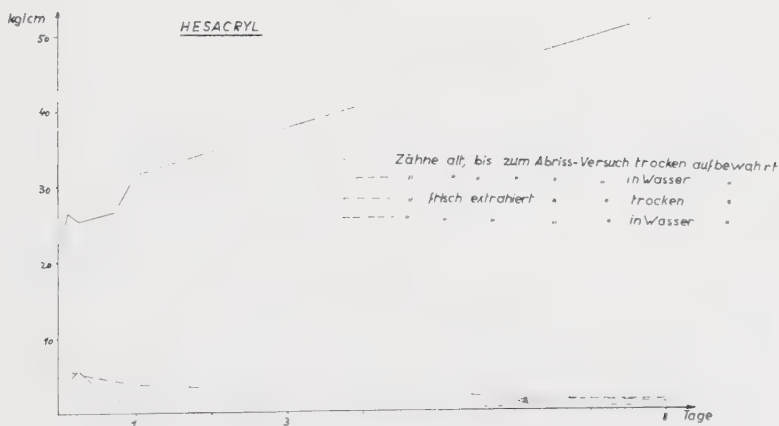


Abb. 10

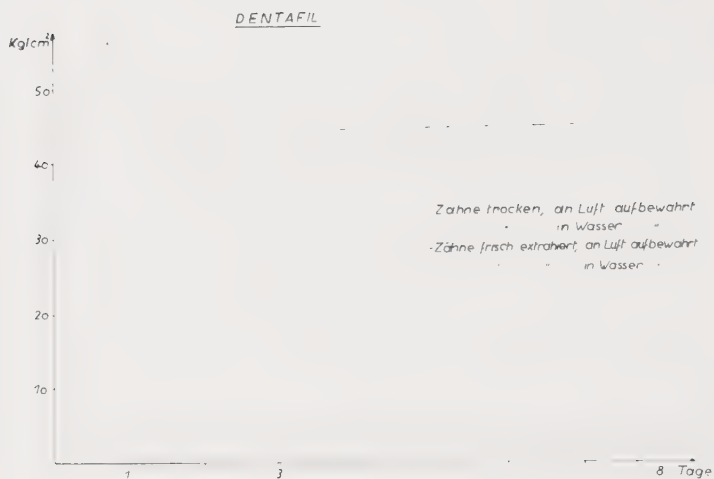


Abb. 11

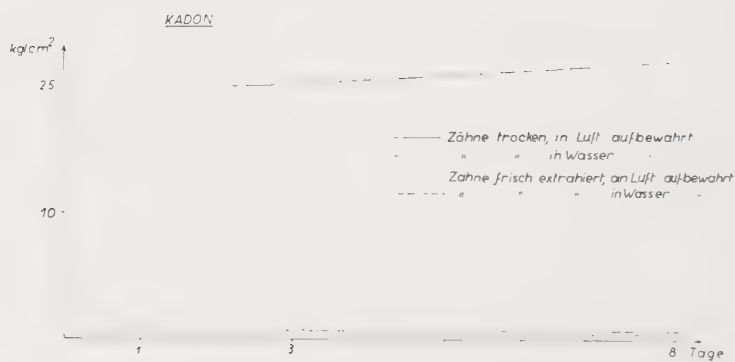


Abb. 12

4. Parallelabzug

Wie schon weiter vorn erwähnt, führten verschiedene Ueberlegungen zur Frage, ob eventuell eine Aenderung der Kraftereinwirkung um 90° einen Einfluss auf die Grösse der Haftfähigkeit gewinnen könnte. Als Kunststoff wurde hiezu nur Palavit gewählt, als Haftfläche trockenes Dentin, die Proben liessen wir bis zum Abriss-Versuch an der Luft liegen (Versuchsanordnung 1).

Abzug	3 Std.	6 Std.	18 Std.	24 Std.	3 Tage	8 Tage
senkrecht	9,46	9,3	11,53	21,48	24,61	24,49
parallel	11,65	13,8	17,58	21,00	24,36	24,56

Zug-Kraft in kg/cm²

Die Haftintensität im Verhältnis zur Zeit steigt bei Parallelabzug etwas gleichmässiger an, der effektive Unterschied ist aber minimal, nach einer Woche beträgt er nur 0,3% und dürfte kaum zur Begründung der besseren klinischen Resultate herangezogen werden.

IV. AUSWERTUNG

1. Die Versuchsergebnisse

Die hohe Haftfähigkeit der schnellhärtenden Kunststoffe an lange Zeit trockenem Dentin ist für die Praxis ohne wesentliche Bedeutung. Die Gefahr ist jedoch gross, dass dadurch die Haftfestigkeit der Kunststoffe an im Munde präparierten Kavitäten stark überschätzt wird.

Die Werte aus den Versuchsreihen in feuchtem Milieu sind für die Praxis wichtiger. Interessant und aufschlussreich ist die Tatsache, dass sich unter dem Einfluss der Feuchtigkeit die Haftfestigkeit an lange Zeit trockenem Dentin an diejenige angleicht, die die Kunststoffe am Dentin frisch extrahierter Zähne erreichen. In feuchtem Milieu spielt also der Grad der Trockenheit des Dentins vor dem Aufbringen der Proben keine so enorme Rolle mehr, wie die Ver-

suche an der Luft dies erwarten lassen. Allerdings müssen wir nochmals unterstreichen, dass es sich nur um Spuren von Feuchtigkeit handeln darf, äusserlich scheint in beiden Fällen das Dentin ohne Feuchtigkeit zu sein. Stärkere Feuchtigkeitsgrade ergeben überhaupt keine Haftfähigkeit mehr. Allerdings sind auch die hier gefundenen Werte viel zu klein, als dass von einer guten Haftfähigkeit der selbstpolymerisierenden Kunststoffe am Dentin unter möglichst physiologischen Bedingungen gesprochen werden könnte.

2. Die guten klinischen Erfolge

Im Gegensatz zu diesen verhältnismässig niederen Haftfestigkeitswerten vertreten *Castagnola*, *C. H. Fischer*, *Spreter von Kreudenstein*, *Stüben* und *Lockowandt* ausgezeichnete klinische Erfolge mit diesen selbstpolymerisierenden Kunststoff-Füllungen. Bedenken wir einerseits die verhältnismässig grosse Schrumpfung von 70%, die diese Präparate bei der Polymerisation nach den Untersuchungen von *Schroeder* und *Santorik* erleiden, und anderseits ihre hier ermittelte geringe Haftfähigkeit am Dentin, so erscheint es erstaunlich, dass die genaue Kontrolle der im Munde gelegten Füllungen noch nach Jahren keinen mangelhaften Randschluss ergeben soll. *Schubert* fand bei Lupenuntersuchungen keine Defekte an den von ihm gelegten Kunststoff-Füllungen. Hingegen beobachtete *Knappwost* Spaltbreiten von etwa 14 μ zwischen Füllung und Schmelz, nach seiner Ansicht sind sie praktisch zu gross. *Castagnola* errechnet einen Prozentsatz an herausgefallenen Füllungen von 3,40%. *C. Paffenbarger*, *B. Wolcott*, *L. Smith* und *R. Nelsen* sprechen dem Kunststoff von vornherein jegliche Haftfähigkeit am Dentin ab. Aber auch von *Castagnola*, *Overdiek*, *Spreter von Kreudenstein*, *Stocklin*, *Tiegel* und *Deppe* werden für Kunststoff-Füllungen Unterschnitte und Retentionen empfohlen, trotzdem zum Teil in den gleichen Arbeiten das hohe Haftvermögen der selbstpolymerisierenden Kunststoffe gegen Dentin zur Erklärung des relativ guten Randschlusses herangezogen wird.

Es bleibt aber trotzdem noch ein grosser Unterschied bestehen, diese relativ guten klinischen Resultate lassen ein effektiv höheres Haftvermögen im Munde vermuten. Alle Ueberlegungen weisen dahin, dass dem grossen Volumenschwund dadurch entgegengewirkt werden kann, indem das Material am Dentin haften bleibt und der

Schwund von der freien Füllungsoberfläche her kompensiert wird. Ständiger Fingerdruck während der Polymerisation begünstigt sicher diesen Vorgang.

Verschiedene Hinweise suchen diesen Gegensatz zwischen der niedrigen Haftfähigkeit im Laborversuch und den relativ guten klinischen Resultaten zu erklären:

Unsere plane Versuchsfläche mit ihren angeschnittenen Dentinkanälchen, die frei an die Oberfläche ausmünden, dürfen wir nicht ohne weiteres einer gefüllten, allseitig von Dentin umgebenen Kavität gleichsetzen. Die Grenzfläche zwischen Kunststoffaufbau und Dentinoberfläche könnte als Kapillarspalt wirken und Feuchtigkeit anziehen.

Schubert glaubt, dass durch eine Quellung des Kunststoffes eine Verklebung in der Kavität eintritt. Auch *Mc Lean* behauptet, die Schrumpfung werde durch eine darauffolgende Quellung aufgehoben, er gibt sie mit 0,5% an. *Eisenlohr* fand eine Wasseraufnahme von 1,0—1,5 Gewichts-%, *Overdiek* eine solche von 2,6% bei Hesacryl und 1,4% bei Palavit in 24 Stunden. Eine Volumenschrumpfung von 7% könnte durch diese angegebenen Quellungserscheinungen nicht vollständig kompensiert werden.

Wichtig erscheint uns die Tatsache, dass das Material in plastischem Zustande in die Kavität gebracht wird und wir in der ersten Zeit der Erhärtung durch Anwendung von Druck dem Schwund entgegenwirken können, hat doch *Spreter von Kreudenstein* gezeigt, wie der Hauptanteil der Schrumpfung innerhalb der ersten 30 Minuten nach der Polymerisation liegt.

Alle diese Ueberlegungen geben gewisse Anhaltspunkte, warum wir im Munde doch noch brauchbare Resultate erwarten dürfen. Einmal mehr müssen wir auf die Forderung von *Dolder* zurückkommen: Die Versuchsanordnung muss den Mundverhältnissen angenähert werden, die endgültige Prüfung muss aber im Munde des Patienten vorgenommen werden.

3. Auswertung der Versuche

Der Wert dieser Versuche liegt jedoch in den relativen Vergleichszahlen der verschiedenen Präparate. Es wird darin offensichtlich, dass sich die einzelnen Fabrikate in ihrer Haftfähigkeit nicht wesentlich voneinander unterscheiden. Dies war wohl zu er-

warten; denn die verschiedenen Materialien dürften in der chemischen Zusammensetzung ihrer Grundsubstanz ebenfalls nicht wesentlich differieren. Die kleineren Unterschiede dürften jedoch den jeweiligen Zusatzstoffen zugeschrieben werden. In diesem Sinne dürfte wohl das relativ günstige Resultat von Sevriton mit Adhäsivlack ($2,6 \text{ kg/cm}^2$) in der praktisch wichtigsten Versuchsreihe d (Abbildung 7) gedeutet werden.

Daneben geben diese Versuche gewisse Anhaltspunkte und Richtlinien, welche Faktoren für die Haftfähigkeit massgebend sind. Die Forderung nach peinlichster Trockenheit des Arbeitsfeldes, wenn immer möglich unter Kofferdam, besteht sicher zu Recht. Wie gering dieses Haftvermögen der selbstpolymerisierenden Kunststoffe am Dentin auch ist, wir sind verpflichtet sie ganz auszunützen, um nicht schon von allem Anfang an unsere Füllungstherapie zum Scheitern zu verurteilen.

4. Schlussfolgerungen

Als absolute Forderung müssen wir, dem heutigen Stand der Kunststoffchemie entsprechend, aufstellen, bei der Kavitätenpräparation Retentionen und Unterschnitte anzubringen. Es empfehlen sich die üblichen Präparationen, die sich schon 5 Jahrzehnte lang für Silikatzementfüllungen bewährt haben. Ausserdem müssen wir die Indikation auf solche Kavitäten einschränken, bei denen der Kunststoff während der vollen Dauer der Polymerisation unter Druck gehalten werden kann. Die Amerikaner behaupten zwar, die neue Füllmethode, bei der der Kunststoff in kleinen Portionen in die Kavität eingepinselt wird, sei der Druckmethode mindestens ebenbürtig. (*Frank Nealon, H. Coy, D. Bear, S. Kreshover*). Bei dieser Gelegenheit möchten wir nur auf die Bedenken aufmerksam machen, die bestehen hinsichtlich der Verwendung solcher dünnflüssiger selbstpolymerisierender Kunststoffe bei vitalen Zähnen im Hinblick auf die Pulpaschädigung.

Wenn wir bedenken, in welcher relativ kurzer Zeit (seit 1942) der heutige Stand der selbsthärtenden Dental-Kunststoffe erreicht worden ist, und welche gewaltigen Anstrengungen die chemische Industrie zur Weiterentwicklung dieser Produkte unternimmt, so dürfen wir sicher die begründete Hoffnung hegen, doch noch ein in dieser Beziehung befriedigendes Füllungsmittel zu erhalten. Das

Hauptproblem dürfte sicher neben der Pulpaschädlichkeit und der mangelhaften Farbbeständigkeit in der Eliminierung der heute noch viel zu grossen Schrumpfung liegen. Noch viele Versuche und vor allem grosse klinische Erfahrung sowie engste Zusammenarbeit der Zahnärzte mit der Kunststoffindustrie werden notwendig sein, bis die selbstpolymerisierenden Kunststoffe als einwandfreies Füllungs-
material in der Zahnheilkunde Anerkennung finden können.

LITERATURVERZEICHNIS

- L. Castagnola: S. M. f. Z. 1950, 60, H. 9, S. 880.
H. Coy, D. Bear, S. Kreshover: J. A. D. A. 1952, 44, H. 3, S. 251.
A. Deppe: Dtsch. zahnärztl. Wschr. 1942, 45, H. 9, S. 115.
E. Dolder: S. M. f. Z. 1943, 53, H. 5, S. 135.
W. Drum: D. Z. Z. 1949, 4, H. 21, S. 1555.
H. Eisenlohr: D. Z. Z. 1952, 7, H. 1, S. 44.
K. Falk: Einführung in die Werkstoffkunde für Zahnärzte, Verlag Carl Hanser, München, 1948.
M. Fischer: S. M. f. Z. 1949, 59, H. 8, S. 595.
C. H. Fischer u. Bartram: Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilkunde 1952, 17, H. 5 u. 6, S. 177.
C. H. Fischer: Die Kunststofffüllung aus schnellhärtenden Polymerisaten, Verlag Ambrosius Barth, Leipzig, 1952.
A. Gerber: S. M. f. Z. 1949, 59, H. 9, S. 683.
J. Gerke u. K. Gerlich: D. Z. Z. 1950, 5, H. 2, S. 93, H. 3, S. 142.
M. Haefeli: S. M. f. Z. 1947, 57, H. 10, S. 779.
A. Hattemer u. K. Kübel: D. Z. Z. 1950, 5, H. 18, S. 1031.
M. Hensel: Dtsch. Mschr. f. Zahnk. 1922, 40, H. 16, S. 494.
Jacobsen: Zahnärztl. Rundschau 1926, 35, H. 35, S. 605.
Jdolsky: Med. Diss. Berlin 1921.
E. B. Kelly: J. of Prosthetic Dentistry 1952, 2, H. 4, S. 491.
W. Ketterl u. H. Kierse: D. Z. Z. 1952, 7, H. 13, S. 745.
A. Knappwost: D. Z. Z. 1951, 6, H. 11, S. 602.
Mc Lean: Brit. Dent. J. 1950, 89, H. 10, S. 215.
F. H. Nealon: J. of Prosth. Dentistry 1952, 2, S. 513.
R. Nelsen; B. Wolcott, G. Paffenbarger: J. A. D. A. 1952, 44, H. 3, S. 288.
J. N. Nolly: S. M. f. Z. 1949, 59, H. 9, S. 690.
H. F. Overdiek: Zahnärztl. Welt 1952, 7, H. 14, S. 302.
C. Paffenbarger, B. Wolcott, L. Smith: J. A. D. A. 1951, 42, H. 5, S. 561.
Proell: Dtsch. Mschr. Zahnk. 1913, 31, H. 2, S. 81.
G. Rink: D. Z. Z. 1952, 7, H. 13, S. 763.
K. Rodenhäuser: D. Z. Z. 1947, 2, H. 20, S. 1296.
A. Schroeder: S. M. f. Z. 1949, 59, H. 6, S. 487.
A. Schroeder u. Santorik: S. M. f. Z. 1950, 60, H. 10, S. 937.
L. Schubert: D. Z. Z. 1951, 6, H. 3, S. 143.
Spreter von Kreudenstein: D. Z. Z. 1951, 6, H. 4 u. 5, S. 176 u. 237; D. Z. Z. 1951, 6, H. 12, S. 664.
— Kariestherapie mit schnellhärtendem Kunststoff, Zahnk. in Einzeldarstellung, 1952, Folge 9.
R. Strack: D. Z. Z. 1947, 2, H. 4, S. 97; H. 5, S. 133; H. 7/8, S. 233; H. 11, S. 370.
M. Stocklin: S. M. f. Z. 1949, 59, H. 9, S. 699.
Stüben u. Lockowandt: Zahnärztl. Welt 1952, 7, H. 14, S. 298.
H. Tiegel: D. Z. Z. 1952, 7, H. 3, S. 165.
H. Uhlig: D. Z. Z. 1950, 5, H. 23 u. 24, S. 1290 u. 1356.
Wannenmacher: Die Fortschritte der Zahnk. 1930, 6, I. Teil, S. 857.
P. Weikart: D. Z. Z. 1949, 4, H. 24, S. 1550; D. Z. Z. 1950, 5, H. 18, S. 1033.
W. Wild: S. M. f. Z. 1947, 57, H. 11, S. 905.

An dieser Stelle möchte ich Herrn Prof. Dolder aufrichtig danken für die Ueberlassung des Themas und für seine weitgehende Unterstützung und Förderung meiner Arbeit.

Ich möchte ferner auch Frl. Dr. Reiff, Herrn Dr. Reiser und Herrn Dr. Schmid als Vorsteher der zürcherischen Schulzahnkliniken meinen wärmsten Dank aussprechen. Sie haben meine Arbeit durch Ueberlassung der extrahierten Zähne tatkräftig unterstützt.

CURRICULUM VITAE

Am 11. Dezember 1927 wurde ich in Winterthur geboren. Dasselbst besuchte ich die Primarschule.

Nach 6 $\frac{1}{2}$ Jahren Gymnasium in Winterthur bestand ich 1947 die eidg. Maturitätsprüfung. Im gleichen Jahr immatrikulierte ich mich an der Universität Zürich und legte dort 1949 die naturwissenschaftliche und 1950 die anatomisch-physiologische Prüfung für Aerzte ab.

Die zahnärztliche Fachprüfung bestand ich 1952 am Zahnärztlichen Institut in Zürich. Seither bin ich als Assistent auf der Abteilung für Prothetik und Kronen und Brücken des Zahnärztlichen Instituts Zürich tätig.

